

Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/JP05/004173

International filing date: 10 March 2005 (10.03.2005)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: JP
Number: 2004-300334
Filing date: 14 October 2004 (14.10.2004)

Date of receipt at the International Bureau: 26 May 2005 (26.05.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2 0 0 4 年 1 0 月 1 4 日

出 願 番 号
Application Number: 特 願 2 0 0 4 - 3 0 0 3 3 4

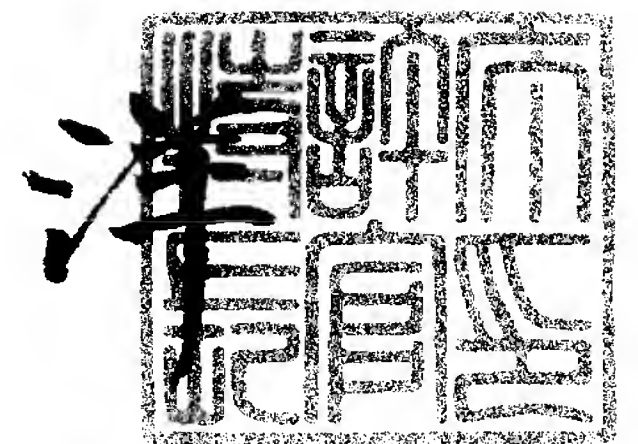
パリ条約による外国への出願
に用いる優先権の主張の基礎
となる出願の国コードと出願
番号
J P 2 0 0 4 - 3 0 0 3 3 4
The country code and number
of your priority application,
to be used for filing abroad
under the Paris Convention, is

出 願 人
Applicant(s): 株式会社日立メディコ

2 0 0 5 年 5 月 1 1 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小 川



【書類名】 特許願
【整理番号】 PE29402
【提出日】 平成16年10月14日
【あて先】 特許庁長官 殿
【国際特許分類】 A61B 8/00
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 【氏名】 押木 光博
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 【氏名】 篠村 隆一
【特許出願人】
 【識別番号】 000153498
 【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ
【代理人】
 【識別番号】 100098017
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 吉岡 宏嗣
【先の出願に基づく優先権主張】
 【出願番号】 特願2004- 73300
 【出願日】 平成16年 3月15日
【手数料の表示】
 【予納台帳番号】 055181
 【納付金額】 16,000円
【提出物件の目録】
 【物件名】 特許請求の範囲 1
 【物件名】 明細書 1
 【物件名】 図面 1
 【物件名】 要約書 1
 【包括委任状番号】 0008154

【書類名】 特許請求の範囲

【請求項 1】

超音波撮像により血管に係る画像データを取得する撮像手段と、
前記画像データの血管壁の厚み方向の輝度分布を取得する輝度分布取得手段と、
前記輝度分布に現れる極大点のうち、内腔側の極大点を内膜基準点とし、最大輝度を有する極大点を外膜基準点として設定する設定手段と、

前記内膜基準点又は前記外膜基準点を含む設定領域の各画素について輝度が設定範囲に属する画素を抽出する抽出手段と、

前記内膜基準点に基づき抽出された画素で形成される領域の前記血管壁側の境界と、前記外膜基準点に基づき抽出された画素で形成される領域の前記内腔側の境界との距離を演算する演算手段を備えてなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記抽出手段の前記設定範囲は、前記内膜基準点の輝度から前記内腔に相当する設定領域の平均輝度までの範囲、又は前記外膜基準点の輝度から前記外膜基準点と前記内膜基準点との間に相当する設定領域の平均輝度までの範囲とすることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記抽出手段により抽出された画素領域の輪郭を強調するフィルタを有する信号処理手段を備えたことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

超音波撮像により血管に係る画像データを取得する撮像手段と、前記血管に係るカラー Doppler 画像データを取得する Doppler 撮像手段と、

前記画像データの血管壁の厚み方向の輝度分布を取得する輝度分布取得手段と、前記カラー Doppler 画像データの前記血管壁の厚み方向の各画素のカラー情報を取得するカラー情報取得手段と、

前記輝度分布に現れる極大点のうち、最大輝度を有する極大点を外膜基準点として設定する設定手段と、

前記外膜基準点を含む設定領域の各画素について輝度が設定範囲に属する画素を抽出する抽出手段と、

前記カラー情報に基づいて求められる前記血管の内腔と内膜との境界と、前記外膜基準点に基づき抽出された画素で形成される領域の前記内膜側の境界との距離を演算する演算手段を備えてなることを特徴とする超音波診断装置。

【書類名】 明細書

【発明の名称】 超音波診断装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管の内膜中膜複合体厚（IMT）を計測する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、探触子を介し被検体との間で超音波を送受波し、被検体から発生する反射エコー信号に基づき超音波像（例えば、Bモード像）を再構成して画像データを取得する。

【0003】

このような超音波診断装置において、動脈硬化や血管性疾患などを早期に発見するために、血管壁の内膜中膜複合体厚（以下、IMT：Intima Media Thickness）を計測することが行われる。血管壁は、血液が流れる内腔側から順に血管の内膜、中膜、外膜の三層構造に形成されている。IMTとは、内膜の厚みと中膜の厚みの和、つまり内膜の内壁から外膜の内壁までの距離である。

【0004】

IMTを計測する超音波診断装置では、例えば、画像データの血管壁の厚み方向の輝度分布を取得し、その輝度分布の最大輝度を有する極大点を外膜基準点Aと設定する。また、外膜基準点Aから内腔側に現れる第2の極大点を内膜基準点Bと設定する。そして、内膜基準点Bから内腔側に現れる極小点Cを内膜の内壁とすると共に、輝度分布の最小輝度を有する点Dと外膜基準点Aとの中間点を外膜の内壁とすることにより、IMTを計測することが行われる（例えば、特許文献1参照）。

【0005】

【特許文献1】 特開平11-318896号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献1の技術では、画像データの輝度分布において内膜基準点から内腔側に極小点Cが明瞭に現れない場合がある。また、最小輝度を有する点Dと外膜基準点Aの中間点を外膜の内壁位置と設定することは、臨床結果などから得られた経験則に基づくものである。しかし、被検体にはそれぞれ個体差があるため、必ずしも的確にIMTを計測することができない場合がある。これらのことから、IMT計測の精度を向上させることが要望されている。

【0007】

本発明の課題は、IMT計測の精度を向上させた超音波診断装置を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、超音波撮像により血管に係る画像データを取得する撮像手段と、画像データの血管壁の厚み方向の輝度分布を取得する輝度分布取得手段と、輝度分布に現れる極大点のうち、内腔側の極大点を内膜基準点とし、最大輝度を有する極大点を外膜基準点として設定する設定手段と、内膜基準点又は外膜基準点を含む設定領域の各画素について輝度が設定範囲に属する画素を抽出する抽出手段と、内膜基準点に基づき抽出された画素で形成される領域の血管壁側の境界と、外膜基準点に基づき抽出された画素で形成される領域の内腔側の境界との距離を演算する演算手段を備えてなることを特徴とする。

【0009】

すなわち、血管の内腔の音響インピーダンスよりも内膜の音響インピーダンスの方が比較的大きいのが一般的であるから、内腔の画素と内膜の画素との輝度差が大きくなる。ま

た、中膜の音響インピーダンスよりも外膜の音響インピーダンスの方が比較的大きいのが一般的であるから、中膜の画素と外膜の画素の輝度差も大きくなる。

【 0 0 1 0 】

したがって、抽出すべき画素の輝度の設定範囲を適切に設定することにより、内膜や外膜に対応する画素を抽出することができる。抽出された画素領域から内膜の内壁（内膜と内腔の境界）や外膜の内壁（外膜と内膜の境界）を的確に検出できる。その結果、検出された境界間の距離を演算することにより、IMTを精度よく計測できる。

【 0 0 1 1 】

この場合、ノイズなどに起因して輝度分布の内腔側に複数の極大点が現れるとき、内腔側に近い極大点であって輝度勾配が最も大きな点を内膜基準点とするのが望ましい。これにより、内膜基準点を内膜に適切に設定することができる。ここで、内腔側に近い極大点とは、最大輝度を有する極大点を外膜基準点と設定したとき、その外膜基準点よりも内腔側に位置する極大点である。

【 0 0 1 2 】

このようなIMT計測における領域抽出法として、リージョングrowing（Region Growing）法を用いることができる。リージョングrowing法とは、抽出すべき領域内に基準点を設定し、その基準点の輝度との輝度差が設定範囲に属する画素を抽出する方法である。したがって、IMTを計測する場合、画像データの血管壁の厚み方向の輝度分布に現れる極大点のうち、内腔側の極大点を内膜基準点とし、最大輝度を有する極大点を外膜基準点として設定する。そして、各基準点の輝度との輝度差が設定範囲に属する画素を抽出することにより、内膜に対応する画素で形成される領域や、外膜に対応する画素で形成される領域を抽出できる。

【 0 0 1 3 】

また、画素領域を抽出する際の輝度の設定範囲は、内膜基準点の輝度から内腔に相当する設定領域の平均輝度までの範囲、又は外膜基準点の輝度から外膜基準点と内膜基準点との間に相当する設定領域の平均輝度までの範囲と設定すればよい。このように被検体ごとに輝度の範囲が設定されるので、被検体に個体差があるときでも、IMTを精度よく計測できる。

【 0 0 1 4 】

さらに、抽出手段により抽出された画素領域の輪郭を強調するフィルタを有する信号処理手段を備えることができる。これにより、抽出領域の輪郭が強調されるため、例えば内腔と内膜との境界（内膜の内壁）が明確になり、内膜の内壁を検出することが容易になる。したがって、ノイズなどに起因して抽出領域の境界が不鮮明のときでも、IMTを的確に計測できる。

【 0 0 1 5 】

また、ノイズなどに起因して輝度分布の内腔側に極大点が現れない場合がある。そこで、本発明の超音波診断装置は、超音波撮像により血管に係る画像データを取得する撮像手段と、血管のカラードプラ像データを取得するドプラ撮像手段と、画像データの血管壁の厚み方向の輝度分布を取得する輝度分布取得手段と、カラードプラ像データの血管壁の厚み方向の各画素のカラー情報を取得するカラー情報取得手段と、輝度分布に現れる極大点のうち、最大輝度を有する極大点を外膜基準点として設定する設定手段と、外膜基準点を含む設定領域の各画素について輝度が設定範囲に属する画素を抽出する抽出手段と、カラー情報に基づいて求められる血管の内腔と内膜との境界と、外膜基準点に基づき抽出された画素で形成される領域の内膜側の境界との距離を演算する演算手段を備えて構成する。

【 0 0 1 6 】

すなわち、カラードプラ像は、血流が存在する内腔に相当する画素がカラー表示され、血流が存在しない内膜に相当する画素が白黒表示される。したがって、カラードプラ像のカラー情報を画素ごとに判別することにより、内腔と内膜の境界に相当する画素座標を検出できる。その結果、ノイズなどに起因して輝度分布の内腔側に極大点が現れないときでも、内腔と内膜の境界（内膜の内壁）を検出できる。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、IMT計測の精度を向上させた超音波診断装置を実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

（第1の実施形態）

本発明を適用した超音波診断装置の第1の実施形態について図1ないし図6を参照して説明する。本実施形態は、超音波像に対し領域抽出法としてリージョングrowing法を適用することによりIMT（内膜中膜複合体厚）を計測する一例である。図1は、本実施形態の超音波診断装置のブロック図である。

【0019】

図1に示すように、超音波診断装置は、被検体（例えば、血管）に係る超音波像を撮像する撮像手段を備えている。撮像手段は、被検体との間で超音波を送受する探触子10と、探触子10に駆動信号を供給すると共に探触子10から出力される反射エコー信号を受信処理する送受信部12と、送受信部12から出力される反射エコー信号をデジタル信号に変換するアナログデジタル変換部14（以下、AD変換部14という。）と、AD変換部14から出力される反射エコー信号を整相加算する整相加算部16と、整相加算部16から出力される反射エコー信号に基づき超音波像（例えば、断層像）を再構成する画像構成部18と、画像構成部18により再構成された超音波像を画像データとして記憶する記憶手段20（以下、画像メモリ20という。）と、画像メモリ20から読み出した超音波像を表示させる表示部22などから構成される。また、送受信部12、AD変換部14、整相加算部16、画像構成部18、画像メモリ20、表示部22などに制御指令を出力する制御部24が設けられている。

【0020】

制御部24は、血管の内膜中膜複合体厚（IMT）を計測する機能を有する。例えば、図1に示すように、制御部24は、輝度分布取得手段25と、設定手段26と、抽出手段28と、演算手段30を備えている。輝度分布取得手段25は、画像メモリ20から読み出された血管に係る断層像の血管壁の厚み方向の輝度分布を取得する。設定手段26は、輝度分布に現れる極大点のうち、内腔側の極大点を内膜基準点と設定すると共に、最大輝度を有する極大点を外膜基準点として設定する。抽出手段28は、内膜基準点又は外膜基準点を含む設定領域の各画素について輝度が設定範囲に属する画素を抽出する。演算手段30は、内膜基準点に基づき抽出された画素で形成される領域の血管壁側の境界（内膜の内壁）と、外膜基準点に基づき抽出された画素で形成される領域の内腔側の境界（外膜の内壁）との距離を演算する。なお、輝度分布取得手段25、設定手段26、抽出手段28、および演算手段30は、指令が記述されたプログラムとして実現され、制御部24の例えばDSP（Digital Signal Processor）に書き込まれている。また、制御部24に操作卓32が接続されている。操作卓32を介して入力パラメータが制御部24に転送される。

【0021】

このように構成される超音波診断装置1の基本動作について説明する。被検体の体表に探触子10を接触させる。次いで、制御部24の指令に応じて、送受信部12から探触子10に駆動信号が供給される。これによって、探触子10から例えば頸動脈に超音波が送波される。頸動脈により反射された超音波は、探触子10に反射エコー信号として受波される。受波された反射エコー信号は、送受信部12により増幅処理などが施される。送受信部12から出力される反射エコー信号は、AD変換部14によりデジタル信号に変換された後、整相加算部16により整相加算処理が施される。整相加算部16から出力された反射エコー信号は、画像構成部18により検波などが施されることによって断層像として再構成される。再構成された断層像は、画像データとして画像メモリ20に記憶される。記憶された超音波像は、制御部24の指令に応じて読み出されることによって表示部22に表示される。

【 0 0 2 2 】

このような超音波診断装置においては、動脈硬化や血管性疾患などを早期に発見するために、血管壁の I M T が計測される。血管壁は、後述するように、血液が流れる血管内腔側から順に血管の内膜、中膜、外膜の三層構造に形成されている。I M T とは、内膜の厚みと中膜の厚みの和、つまり内膜の内壁と外膜の内壁との距離である。本実施形態では、血管の断層像に対し領域抽出法としてリージョングロウイング法を適用することにより、内膜の内壁と外膜の内壁を的確に検出して I M T の計測精度を向上させる。

【 0 0 2 3 】

本発明の特徴である I M T の計測処理について図 2 ないし図 6 を参照して説明する。図 2 (A) は、頸動脈の血管壁の厚み方向の断面図を示す断層像である。図 2 (B) は、図 2 (A) の血管壁の厚み方向の輝度分布線であり、縦軸は深度、横軸は輝度値を示している。

【 0 0 2 4 】

図 2 (A) に示すように、頸動脈は、血液が流れる内腔 4 0 を環状に取り囲む血管壁により形成される。血管壁は、内腔 4 0 側から順に血管の内膜 4 2、中膜 4 4、外膜 4 6 の 3 層構造に形成されている。ここで、内膜 4 2 の厚みと中膜 4 4 の厚みを足したものを I M T 4 8 と称している。換言すれば、I M T 4 8 は、血管の外膜 4 6 の内壁に対し垂直となる直線上の内膜 4 2 と中膜 4 4 の厚みの和と定義されている。また、説明の便宜のため、被検体の体表に接触させた探触子 1 0 に近い側の血管壁をニアウォール (Near Wall) と称し、探触子 1 0 に遠い側の血管壁をファーウォール (Far Wall) と称する。

【 0 0 2 5 】

図 3 ないし図 6 は、ファーウォールの I M T 計測を説明するための図である。図 3 は、内膜 4 2 の内壁を求める処理を示すフローチャート、図 4 の上段は図 3 の処理を表示画面で説明する図、下段は図 3 の処理結果を示す表示例である。なお、ニアウォールの I M T を計測する場合も基本的に同様である。

【 0 0 2 6 】

図 3 及び図 4 に示すように、制御部 2 4 の指令に応じ、輝度分布取得手段 2 5 により画像メモリ 2 0 に記憶されている断層像が読み出される (S 1 0 2)。断層像は、血管の径方向の断面図を示すものである。なお、読み出された断層像は、表示部 2 2 に表示されるようになっている。

【 0 0 2 7 】

読み出された断層像に関心領域 5 0 (以下、R O I 5 0 という。)が設定される (S 1 0 4)。R O I 5 0 は、図 4 に示すように、表示部 2 2 に表示された断層像上に操作卓 3 2 のマウスなどを介して、ファーウォールから内腔 4 0 にわたって設定された一定領域である。R O I 5 0 内の任意の位置が操作卓 3 2 を介して指定、または自動的に決定される。決定された位置におけるファーウォールの厚み方向の輝度分布線 5 1 が、輝度分布取得手段 2 5 により取得される (S 1 0 6、図 2 (B))。取得された輝度分布線 5 1 に現れる極大点のうち、内腔 4 0 側の極大点 5 2 に相当する位置が、内膜基準点 5 4 (以下、内膜 S P (Source Point) 5 4 という。)として設定手段 2 6 により設定される (S 1 0 8)。ここで、例えばノイズなどに起因して輝度分布線 5 1 の内腔 4 0 側に複数の極大点が現れるとき、内腔側 4 0 に近い極大点であって輝度勾配が最も大きな点を内膜 S P 5 4 とすればよい。なお、内腔 4 0 側に近い極大点とは、最大輝度を有する極大点 6 4 を外膜基準点 6 4 と設定したとき、その外膜基準点 6 4 よりも内腔 4 0 側に位置する極大点 5 2 であり、内膜 4 2 に相当する点である。

【 0 0 2 8 】

次に、リージョングロウイング法により内膜 4 2 に対応する画素 (ピクセル) を抽出するための閾値 σ 1 が抽出手段 2 8 により設定される (S 1 1 0)。例えば、内膜 S P 5 4 よりも内腔 4 0 側に 5 ピクセル離れ、かつ内膜 S P 5 4 から血流の流れ方向に 3 ピクセル、血流の流れ逆方向に 3 ピクセルの幅を有した矩形領域 5 6 が設定される。なお、矩形のほかさまざまな形態の領域を設定してもよい。要は、内腔 4 0 に相当する位置に領域を設

定すればよい。次いで、矩形領域56における画素の平均輝度B0が求められる。求められた平均輝度B0と内膜SP54の輝度B1の輝度差の絶対値が閾値 σ_1 として設定される。また、平均輝度B0に代えて、加重平均などを用いてもよい。

【0029】

閾値 σ_1 に基づき、内膜42に相当する画素で形成される領域が、抽出手段28により抽出される。本実施形態では、領域抽出法としてリージョングrowing法が適用される。例えば、内膜SP54に隣接する画素について、その画素の輝度B2と内膜SP54の輝度B1との輝度差の絶対値が求められる。求められた値と閾値 σ_1 が比較される（S111）。輝度差の絶対値が閾値 σ_1 よりも小さいとき、輝度B2を有する画素は内膜42に相当するものであると判断されることによって、輝度B2を有する画素が抽出される（S112）。なお、輝度差が閾値 σ_1 よりも大きいとき、画素は抽出されない。要するに、閾値 σ_1 を基準にすることにより、平均輝度B0から内膜SP54の輝度B1までの設定範囲に属する画素が抽出される。このような処理が、内膜SP54を含むROI50の各画素（i, j）に対し順次行われる。なお、「i」は超音波像の横軸のピクセル値、「j」は縦軸のピクセル値である。また、抽出処理を施す領域を超音波像全体の領域としてもよいし、ROI50内に更に設定した特定領域に限定してもよい。

【0030】

このようなS111とS112の処理によって、内膜42に対応する画素が抽出手段28により抽出される。したがって、図4の下段に示すように、抽出された画素により抽出領域58が形成される。抽出領域58の内腔40側の境界が内膜42の内壁60に対応する。なお、抽出領域58や内壁60に対応する画素をカラー表示してもよい。

【0031】

内壁60に対応する境界は、画素単位で求められている。したがって、内壁60に対応する境界の座標データに対し、演算手段30により最小2乗法や近似曲線化などの補間処理が施される（S114）。補間処理が施された座標データは、内膜42の内壁60の位置データとして記憶される（S116）。なお、位置データの記憶領域として、制御部24に備えたバッファ領域が使用される。

【0032】

図5は、外膜46の内壁を求める処理を示すフローチャート、図6の上段は図5の処理を表示画面で説明する図、下段は図5の処理結果を示す表示例である。

【0033】

図5に示す処理は、リージョングrowing法により輝度が設定範囲に属する画素を抽出する点で図3に示す処理と同様であるが、基準点や閾値の設定が異なる。例えば、ファーストウォールの厚み方向の輝度分布線51について輝度値が最大の点63の座標が、外膜基準点64（以下、外膜SP（Source Point）64という。）として設定手段26により設定される（S120、図2（B））。

【0034】

次に、外膜46と中膜44との境界を求めるための閾値 σ_2 が、抽出手段28により設定される（S122）。例えば、図6に示すように、外膜SP64と内膜SP54との間に位置し、かつ外膜SP64から血流の流れ方向に3ピクセル、および血流の流れ逆方向に3ピクセルの幅を有した矩形領域66が設定される。なお、断層像では、内膜42に対応する画素と中膜44に対応する画素の輝度はほとんど同じであるため、内膜42に相当する位置に矩形領域66（例えば、内膜SP54を含む領域）を設定してもよい。要は、外膜46から中膜44（又は内膜42）にわたる領域を設定すればよい。

【0035】

次に、矩形領域66における画素の平均輝度C0が抽出手段28により求められる。求められた平均輝度C0と外膜SP64の輝度C1の輝度差が閾値 σ_2 として設定される。そして、図3に示す処理と同様に、外膜SP64を含むROI50の画素（i, j）に対し画素の抽出処理が行われる。例えば、抽出対象の画素の輝度と外膜SP64の輝度C1との輝度差が設定範囲に属するとき、抽出対象の画素が抽出される。ここで、設定範囲は

、平均輝度C 0から外膜SP 6 4の輝度C 1までの範囲である。抽出された画素で形成される抽出領域6 8は、外膜4 6に相当する。したがって、抽出領域6 8の内腔4 0側の境界の座標データに対し、演算手段3 0により補間処理を施した後、その座標データは外壁4 6の内壁6 2の位置データとして記憶される（S 1 2 4）。

【0 0 3 6】

このような図3ないし図6に示した処理によって得られた位置データに基づき、演算手段3 0によりIMTが演算される。例えば、図3のS 1 1 6で記憶された内膜4 2の内壁6 0の位置データと、図5のS 1 2 4で記憶された外膜4 6の内壁6 2の位置データとに基づき、内膜4 2の内壁6 0と外膜4 6の内壁6 2との距離が、演算手段3 0により求められる。なお、IMTは、血管の外膜内壁に対し垂直となる直線上であって、内膜4 2の厚みと中膜4 4の厚みの和、つまり内膜4 2の内壁6 0から外膜4 6の内壁6 2までの距離として定義されている。また、血管壁の所定位置のIMTを計測するほか、血管の血流の流れ方向におけるIMTの変化率などを計測してもよい。

【0 0 3 7】

一般に、血管の内腔4 0の音響インピーダンスよりも内膜4 2の音響インピーダンスは比較的大きいから、超音波像の内腔4 0の画素と内膜4 2の画素の輝度差が大きくなる。また、血管の中膜4 4の音響インピーダンスよりも外膜4 6の音響インピーダンスは比較的大きいから、超音波像の中膜4 4の画素と外膜4 6の画素の輝度差も大きくなる。

【0 0 3 8】

したがって、本実施形態によれば、抽出すべき内膜4 2や外膜4 6に対応する画素の輝度の設定範囲が適切に設定されているため、内膜4 2や外膜4 6に対応する画素を抽出できる。その結果、抽出領域5 8や抽出領域6 8の座標データから、内膜4 2の内壁6 0や外膜4 6の内壁6 2の位置データが的確に検出されるため、IMTが精度よく計測される。

【0 0 3 9】

また、本実施形態では、閾値 σ 1として、内膜SP 5 4の輝度B 1と内腔4 0に相当する矩形領域5 6の平均輝度B 0との輝度差が設定される。閾値 σ 2として、外膜SP 6 4の輝度C 1と中膜4 4に相当する矩形領域6 6の平均輝度C 0との輝度差が設定される。換言すれば、血管に係る断層像から閾値 σ 1や閾値 σ 2を設定するため、被検体ごとに閾値 σ 1と閾値 σ 2が設定されることになる。したがって、被検体に個体差があるときでも、IMTが精度よく計測される。

【0 0 4 0】

また、矩形領域5 6、6 6を断層像上で設定することに代えて、ROI 5 0に対して予め決めた位置に自動設定することにより、閾値 σ 1や閾値 σ 2が自動的に設定されることになり、装置の使い勝手が向上する。

【0 0 4 1】

また、ニアウォール、ファアウォールの識別は設定領域内の輝度分布線5 1により自動的に決定することができる。例えば、設定領域を上下二等分したそれぞれの領域において、輝度値の総和が小さい方を血管内腔側と定義し、内腔が設定領域の下側にあればニアウォール、上側にある場合はファアウォールと自動認識することにより、上述のIMT計測を行うことができる。

【0 0 4 2】

（第2の実施形態）

本発明を適用した超音波診断装置の第2の実施形態について説明する。本実施形態が、第1の実施形態と異なる点は、閾値を可変することにある。したがって、第1の実施形態と相違する点を中心に説明する。なお、相互に対応する箇所については同一の符号を付して説明する。

【0 0 4 3】

第1の実施形態で説明したように、例えば、閾値 σ 1として、矩形領域5 6の平均輝度B 0と内膜SP 5 4の輝度B 1の輝度差が設定される。しかし、矩形領域5 6の画素に生

じたノイズなどに起因して、平均輝度B 0に誤差が含まれる場合がある。

【0044】

この点、本実施形態では、操作卓32を介して閾値 σ 1を段階的に（又は徐々に）に変化させることにより、抽出領域42の信ぴょう性が高められる。なお、閾値 σ 2の場合も同様である。例えば、閾値 σ 1を変化させるGUI（Graphical User Interface）が表示部22に表示される。表示されたGUIを介して対話的に閾値 σ 1が段階的に増大される。閾値 σ 1が増大する度に、図3のS111、S112の処理が実行される。これによって、各段階の閾値に対応した抽出領域（例えば、抽出領域S1、S2、S3…）が求められる。求められた抽出領域S1、S2、S3…の各面積が、演算手段30により演算される。さらに各段階の面積の変化率が求められる。求められた変化率を参照すると、その変化率が比較的急激に変化することになる。換言すると、閾値 σ 1を段階的に変化させる過程で、内膜42だけでなく内腔40に対応する画素も抽出されることにより、抽出領域の面積が急に増大する段階がある。したがって、面積が急に増大する前の段階の抽出領域が、内膜42だけに相当する領域と認定される。なお、面積の変化率に代えて、面積差を求めるようにしてもよい。また、外膜46についても同様である。

【0045】

本実施形態によれば、閾値 σ 1を段階的に（又は徐々に）変化させながら、抽出領域の面積が急激に変化するときの抽出領域（又は閾値）を検出できる。したがって、平均輝度B0に誤差が含まれるときでも、抽出領域の信ぴょう性が高まる。また、その検出した閾値を微調整することにより、IMT計測の精度がさらに向上する。

【0046】

（第3の実施形態）

本発明を適用した超音波診断装置の第3の実施形態について図7を参照して説明する。本実施形態が第1の実施形態と異なる点は、内膜SP54が誤って設定されるおそれを低減することにある。したがって、第1の実施形態との相違する点を中心に説明する。なお、相互に対応する箇所については同一の符号を付して説明する。

【0047】

図2（B）に示す輝度分布線51は、例えばノイズなどに起因して極大点が内腔40側に複数現れると、内膜SP54が内膜42以外に誤って設定される場合がある。そこで、本実施形態では、血管径方向（深度方向）の輝度分布線を血流方向（横方向）にわたって複数取得し、取得した各輝度分布線の平均輝度分布線に基づき内膜SP54を設定する。

【0048】

例えば、図7に示すように、ROI50内の血管径方向と平行な任意の3方向70、71、72が設定される。設定された各方向70、71、72における輝度分布線70a、71a、72aが、輝度分布取得手段25により取得される。取得された各輝度分布線70a、71a、72aの平均輝度分布線74が求められる。求められた平均輝度分布線74に現れる極大点のうち、内腔40側に近い極大点であって輝度勾配が最も大きな最初の点54が内膜SP54と設定される。

【0049】

本実施形態によれば、1つの輝度分布線70aがノイズ等の影響を受けたときでも、3つの輝度分布線に基づいた平均輝度分布線74から内膜SP54が設定される。したがって、内膜SP54の設定にノイズが影響することを低減できる。要するに、内膜SP54が内膜42以外に誤って設定されるおそれを低減できる。

【0050】

なお、3方向の輝度分布線を取得する例を説明したが、取得する輝度分布線の数に制限はなく、線数が増大するほど誤設定のおそれを低減できる。また、平均輝度を求める例を説明したが、その他の統計処理を用いてもよい。要は、横方向の数点を加味した輝度情報の傾向を判断できればよい。また、外膜SP64についても同様に本実施形態を適用できる。

【0051】

（第４の実施形態）

本発明を適用した超音波診断装置の第４の実施形態について図８を参照して説明する。本実施形態が第１の実施形態と異なる点は、内膜ＳＰ５４が誤設定されたとき、その内膜ＳＰ５４を修正することにある。したがって、第１の実施形態との相違する点を中心に説明する。なお、相互に対応する箇所については同一の符号を付して説明する。

【００５２】

図８に示すように、輝度分布線の内腔４０側に複数の極大点８０、８２が現れると、極大点８０が内膜ＳＰ５４として誤って設定されることがある。設定された内膜ＳＰ５４に基づきリージョングロウイング法などの領域抽出法が行われることにより、内膜４２に対応する領域が抽出される。抽出された領域が予め定めた範囲を超える。換言すれば、抽出領域が期待結果から外れることになる。

【００５３】

この点、本実施形態では、内膜ＳＰ５４として現在設定されている極大点８０から、内膜４２側の次の極大点８２が、内膜ＳＰ５４として例えば操作卓３２を介して、あるいは自動的に再設定される。再設定された内膜ＳＰ５４に基づき抽出領域が求められる。このような処理が、抽出領域が予め定めた範囲に収まるまで繰り返される。

【００５４】

本実施形態によれば、内膜ＳＰ５４がより適切に設定される。なお、内膜ＳＰ５４の再設定については、領域抽出後に行ってもよいし、領域抽出前に行うこともできる。領域抽出前に行う一例としては、内膜ＳＰ５４として決定された極大点８０が明らかに内膜４２から外れていると認められるとき、極大点８０を極大点８２に操作卓３２を介して、あるいは自動的に再設定することにより内膜ＳＰ５４を修正すればよい。なお、外膜ＳＰ６４の修正についても基本的に同様である。

【００５５】

（第５の実施形態）

本発明を適用した超音波診断装置の第５の実施形態について図９及び図１０を参照して説明する。本実施形態が第１の実施形態と異なる点は、抽出領域の輪郭を強調することにある。したがって、第１の実施形態との相違を中心に説明する。なお、相互に対応する箇所については同一の符号を付して説明する。

【００５６】

図９は、本実施形態における超音波診断装置２のブロック図である。図９に示すように、超音波診断装置２は、抽出手段２８により抽出された抽出領域の輪郭を強調する信号処理手段８８が制御部２４に実装されている。信号処理手段８８は、アンシャープマスキングなどの信号処理フィルタから構成される。信号処理フィルタはソフトウェアであり、制御部２４のＤＳＰ（Digital Signal Processor）に実装される。なお、信号処理フィルタとしては、断層像の抽出領域の輪郭を強調するエッジ効果（シャープネス効果）を発揮するものであれば、いずれの形態でもよい。

【００５７】

図１０は、信号処理手段８８の動作を説明するための断層像の表示例である。図１０Ａは、抽出手段２８により抽出領域（例えば、内膜４２に対応する領域）が抽出された超音波像の表示例である。図１０Ｂは、輪郭強調処理が施された超音波像の表示例である。

【００５８】

図１０Ａにおいては、血管の内膜４２と内腔４０との境界、つまり内膜４２の内壁がノイズなどに起因して不鮮明になる場合がある。そのような場合、内膜４２の内壁の座標データが的確に検出できず、ＩＭＴを計測できないおそれがある。

【００５９】

この点、本実施形態によれば、抽出手段２８により抽出された領域に対し、信号処理手段８８により輪郭強調処理が施される。その結果、図１０Ｂに示すように、血管の内膜４２と内腔４０との境界８９、つまり内膜４２の内壁が、信号処理手段８８により強調される。したがって、内膜４２と内腔４０との境界８９が鮮明になるため、境界８９の誤検出

のおそれを低減でき、内膜４２と内腔４０との境界８９の座標データが的確に取得される。

【００６０】

同様に、外膜４６と中膜４４との境界９０、つまり外膜４６の内壁の座標データも的確に取得される。したがって、内膜４２の内壁と外膜４６の内壁の各座標データからＩＭＴが的確に計測される。また、信号処理手段８８の輪郭強調機能を有効又は無効にする指令は、操作者の意思に従って操作卓３２を介して制御部２４に入力されるようになっている。また、輪郭強調処理が異なる複数のフィルタを信号処理手段８８に実装してもよい。これにより、複数のフィルタから所望のフィルタを必要に応じて選択できる。

【００６１】

（第６の実施形態）

本発明を適用した超音波診断装置の第６の実施形態について図１１ないし図１３を参照して説明する。本実施形態が、第１の実施形態と異なる点は、被検体から発生する反射エコー信号のドプラ信号に基づき内膜４２の内壁を的確に求めることにある。したがって、第１の実施形態との相違点について説明する。なお、相互に対応する箇所については同一の符号を付して説明する。

【００６２】

図１１は、本実施形態の超音波診断装置３のブロック図である。図１１に示すように、超音波診断装置３は、被検体（例えば、血管）に係るカラードプラ像を撮像するドプラ撮像手段を備えている。ドプラ撮像手段は、ドプラ演算部９１とドプラ像構成部９２などから構成される。ドプラ演算部９１は、整相加算部１６から時間的にずれて出力される同一部位の反射エコー信号の位相差を検出し、検出した位相差から血流に関する平均周波数や分散を求める。ドプラ像構成部９２は、ドプラ演算部９１により求められたドプラ信号に従ってカラーマッピングを施すことでカラードプラ像を再構成し、再構成したカラードプラ像を画像メモリ２０に記憶させる。

【００６３】

さらに、制御部２４に、画像メモリ２０から読み出されたカラードプラ像の血管壁の厚み方向の各画素のカラー情報を取得するカラー情報取得手段９３と、カラー情報取得手段９３から出力されるカラー情報に基づき内膜４２の内壁６０、つまり内腔４０と内膜４２の境界を検出し、検出した境界を演算手段３０に出力する検出手段９４を備えている。なお、カラー情報取得手段９３および検出手段９４は、指令が記述されたプログラムとして制御部２４に実装される。

【００６４】

図１２は、本実施形態における頸動脈の血管壁の厚み方向の断面図を示す超音波像と、血管壁の厚み方向の輝度分布線を示している。図１２Ａは、図３のＳ１０２及びＳ１０４の処理が施された断層像と、その断層像に対しＳ１０６の処理を施すことにより取得した輝度分布線１００である。輝度分布線１００は、ファウウォールの厚み方向の輝度分布を示す。図１２Ａの輝度分布線１００によれば、図２の場合と同様に、最大輝度を有する極大点１００ａと、極大点１００ａから内腔４０側に位置する極大点１００ｂが明瞭に現れている。

【００６５】

一方、図１２Ｂは、図１２Ａと同様な処理が施された断層像と、輝度分布線を示している。図１２Ｂの輝度分布線１０１によれば、最大輝度を有する極大点１０１ａは、図１２Ａと同様に明瞭に現れている。しかし、図１２Ｂに示すように、極大点１００ａから内腔４０側に位置する極大点が、ノイズなどに起因して不明瞭になっている。したがって、図１２Ｂの場合、内腔４０と内壁４２との境界の座標データを求めることができないことがある。この点、本実施形態によれば、内腔４０側に現れる極大点が不明瞭であるときでも、被検体から発生する反射エコー信号のドプラ信号に基づき内腔４０と内膜４２の境界の座標データが的確に検出される。

【００６６】

図 1 2 C は、本実施形態の処理を説明するための図である。図 1 3 は、本実施形態の処理を示すフローチャートである。なお、本実施形態の処理については、操作卓 3 2 を介して実行指令が入力されたときに実行してもよいし、内腔 4 0 側に現れる極大点が設定値よりも小さいときに自動的に実行してもよい。

【 0 0 6 7 】

まず、カラードプラ像が撮像される (S 2 0 0)。例えば、整相加算部 1 6 から出力される反射エコー信号は、画像構成部 1 8 に入力されると共に、ドプラ演算部 9 1 に入力される。入力された反射エコー信号に基づいて、ドプラ演算部 9 1 により血流に関するドプラ信号が検出される。検出されたドプラ信号から例えば、平均周波数や分散が求められる。求められた平均周波数や分散に従って、ドプラ像構成部 9 2 によりカラーマッピングされることにより、カラードプラ像が再構成される。再構成されたカラードプラ像は、画像メモリ 2 0 に格納される。格納されたカラードプラ像は、制御部 2 4 の指令に応じ、画像メモリ 2 0 から読み出された後、表示部 2 2 に表示される。表示されたカラードプラ像は、探触子 1 0 に近づく血流を例えば赤系統のカラーで表示し、探触子 1 0 から遠ざかる血流を例えば青系統のカラーで表示する。要するに、血流が存在する内腔 4 0 に相当する画像領域だけがカラー表示され、血流が存在しない領域 (例えば、内膜 4 2) が白黒表示される。

【 0 0 6 8 】

次に、血管の厚み方向のカラー分布 1 0 2 が取得される (S 2 0 2)。例えば、画像メモリ 2 0 から読み出されたカラードプラ像に対し、カラー情報取得手段 9 3 により、血管の厚み方向のカラー分布 1 0 2 が取得される。取得されたカラー分布線 1 0 2 は、図 1 2 C に示すように、カラー画素の座標に対して「 1 0 」を示し、白黒画素の座標に対して「 1 」を示す二値化グラフである。

【 0 0 6 9 】

次に、内腔 4 0 と内膜 4 2 の境界が検出される (S 2 0 4)。例えば、S 2 0 2 の処理で取得されたカラー分布 1 0 2 は、検出手段 9 4 に出力される。検出手段 9 4 は、内腔 4 0 と内膜 4 2 の境界 (内膜 4 2 の内壁) として、カラー分布 1 0 2 の値が遷移する点 1 0 3 を検出する。このような処理が、血流方向 (横方向) にわたって繰り返し行われることにより、内腔 4 0 と内膜 4 2 の境界が求められる。

【 0 0 7 0 】

次に、内膜 4 2 と内腔 4 0 の境界に対し補間処理が施される (S 2 0 6)。例えば、S 2 0 4 の処理により検出された境界は、画素単位で求められる。したがって、その境界に対応する各画素の座標データに対し、図 3 の S 1 1 4 と同様に、最小 2 乗法や近似曲線などの補間処理が施されことにより、境界の座標データが滑らかになる。補間処理された座標データは、内膜 4 2 と内腔 4 0 の位置データとして記憶される (S 2 0 8)。なお、位置データの記憶領域として、制御部 2 4 に備えたバッファ領域が使用される。

【 0 0 7 1 】

本実施形態によれば、内腔 4 0 側に現れる極大点が不明瞭であるときでも、被検体から発生する反射エコー信号のドプラ信号に基づき内腔 4 0 と内膜 4 2 の境界 (内膜 4 2 の内壁 6 0) の位置データが的確に検出できる。そして、第 1 の実施形態と同様に、輝度分布線 1 0 1 の極大点 1 0 1 a が外膜 S P 6 4 として設定される。外膜 S P 6 4 に基づき図 5 と同様な処理が実行されることにより、外膜 4 6 の内壁 6 2 の位置データが検出される。このようにして検出された内膜 4 2 の内壁 6 0 と外膜 4 6 の内壁 6 2 の距離を演算手段 3 0 により算出することによっても、I M T が計測される。

【 0 0 7 2 】

また、図 1 2 C の輝度分布線 1 0 1 とカラー分布 1 0 2 を合成することにより合成線 1 0 3 を生成し、生成した合成線 1 0 3 に基づき内膜 4 2 の内壁 6 0 と外膜 4 6 の内壁 6 2 の各位置データを求めてもよい。合成線 1 0 3 を表示部 2 2 に表示させれば、内膜 4 2 の内壁 6 0 と外膜 S P 6 4 を視覚的に把握できる。

【 0 0 7 3 】

S 2 0 4 の処理について補足する。カラードプラ像は、各画素が R G B 情報に基づきカラー表示されたものである。このようなカラードプラ像のカラー表示領域のうち 1 つの画素は、R G B 情報の輝度比が例えば R : G : B = 1 3 0 : 3 0 : 1 0 (= 1 3 : 3 : 1) にばらつくため、R G B 情報の積算値が「 3 9 」となる。一方、カラードプラ像の白黒表示領域の画素は、R G B 情報の輝度比が例えば R : G : B = 1 : 1 : 1 であり、R G B 情報の積算値が「 1 」となる。したがって、各画素の R G B 積算値が「 1 」のときカラー分布 1 0 2 に例えば「 1 0 」を設定し、積算値が「 1 以外」のときカラー分布 1 0 2 に例えば「 1 」を設定することにより、図 1 2 C に示す二値化グラフを生成できる。

【 0 0 7 4 】

このような二値化処理に代えて、各画素の R G B 情報の積算値を求め、求めた積算値が閾値（例えば、「 5 」）を越えたときにカラー分布 1 0 2 に例えば「 1 0 」を設定し、積算値が閾値以下のときにカラー分布 1 0 2 に例えば「 1 」を設定することもできる。また、説明の便宜上、図 1 2 C に示す二値化グラフを生成する例を説明したが、グラフを生成せず、二値化テーブルを作成するだけでもよい。

【 0 0 7 5 】

なお、カラードプラ像に代えて、整相加算部 1 6 から出力される反射エコー信号に基づきドプラスペクトルを演算し、演算したドプラスペクトルの積分値に対応してカラー表示するパワードプラ像を構成してもよい。

【 0 0 7 6 】

以上、第 1 乃至第 6 の実施形態に基づいて本発明を説明したが、これに限られるものではない。例えば、第 1 乃至第 3 の実施形態では、領域抽出法としてリージョングロウイング法を用いた例を説明したが、ブロックマッチング法、S A D 法、エッジ抽出法など様々な技術を用いて内腔と内膜の境界、中膜と外膜の境界を検出することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 7 】

【図 1】 本発明を適用した実施形態の超音波診断装置のブロック図である。

【図 2】 頸動脈の血管壁の厚み方向の断面図を示す超音波像と、血管壁の厚み方向の輝度分布線である。

【図 3】 内膜の内壁を求める処理を示すフローチャートである。

【図 4】 図 3 の処理を表示画面上で説明する図と、図 3 の処理結果を示す表示例である。

【図 5】 外膜の内壁を求める処理を示すフローチャートである。

【図 6】 図 5 の処理を表示画面上で説明する図と、図 5 の処理結果を示す表示例である。

【図 7】 本発明の第 3 の実施形態の内膜基準点の設定方法の説明図である。

【図 8】 本発明の第 4 の実施形態の内膜基準点の設定方法の説明図である。

【図 9】 本発明の第 5 の実施形態の超音波診断装置のブロック図である。

【図 1 0】 図 9 の信号処理手段を説明するための断層像の表示例である。

【図 1 1】 本発明の第 6 の実施形態の超音波診断装置のブロック図である。

【図 1 2】 第 6 の実施形態の頸動脈の血管壁の厚み方向の断面図を示す超音波像と、血管壁の厚み方向の輝度分布線である。

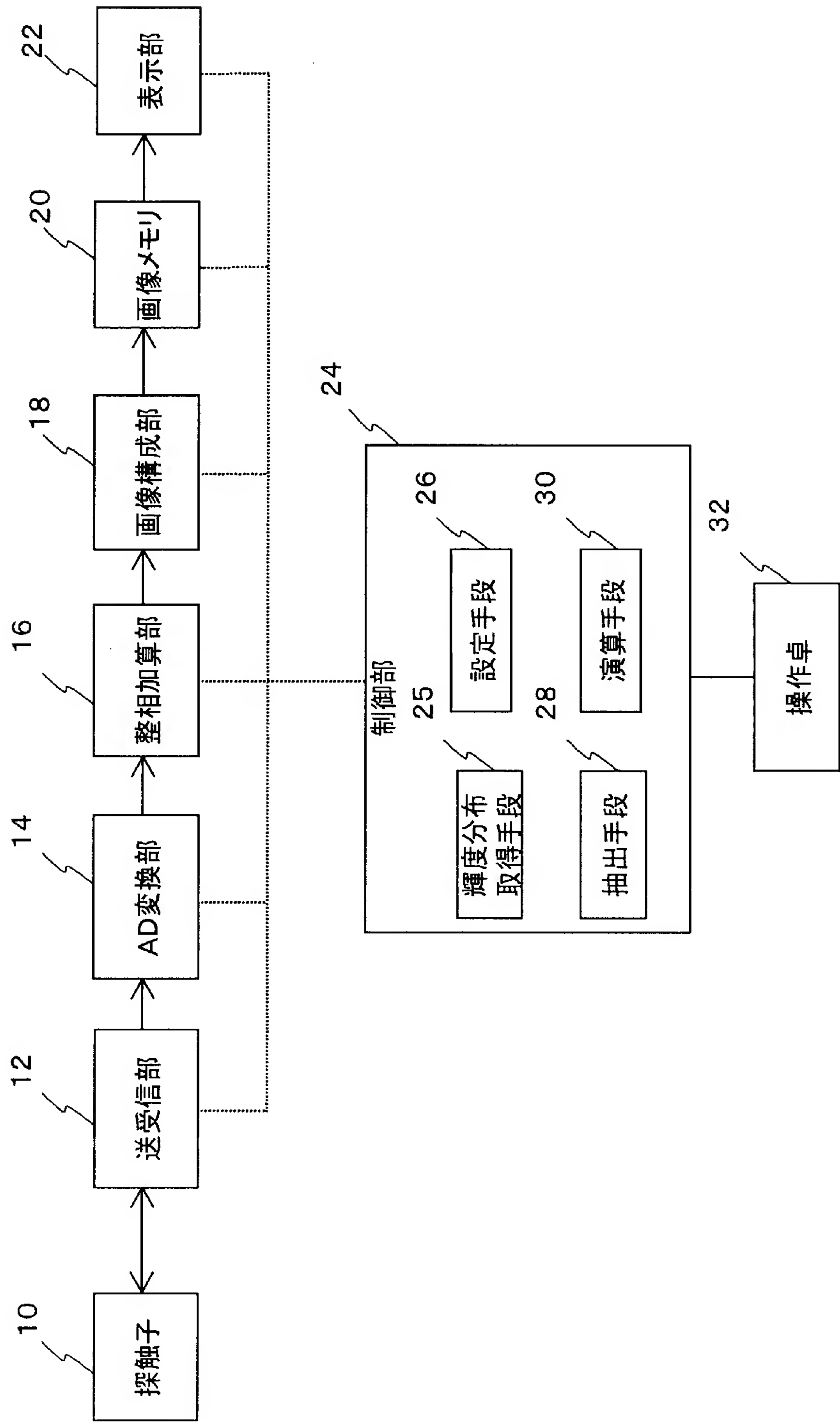
【図 1 3】 第 6 の実施形態の内膜の内壁を求める処理を示すフローチャートである。

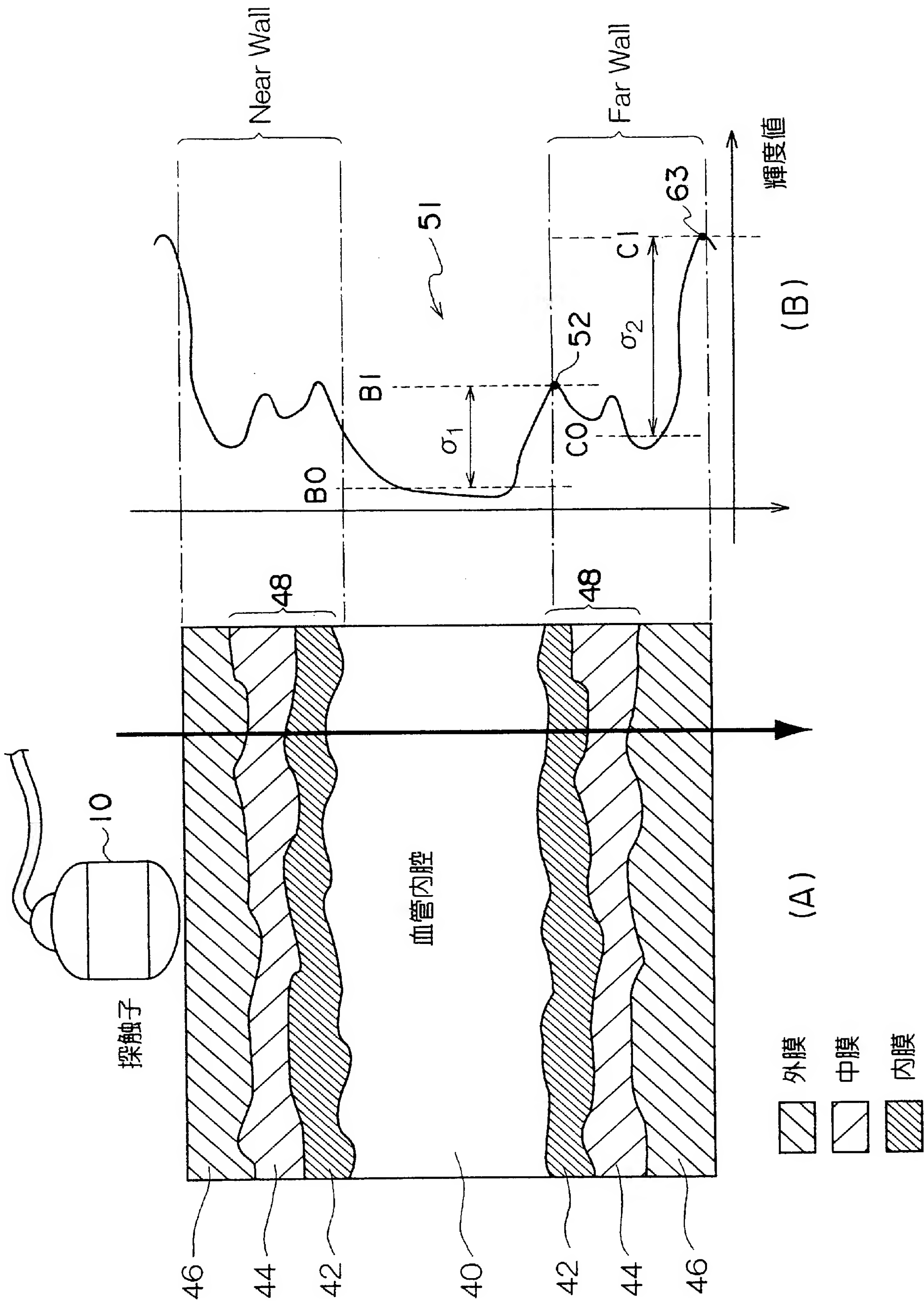
【符号の説明】

【 0 0 7 8 】

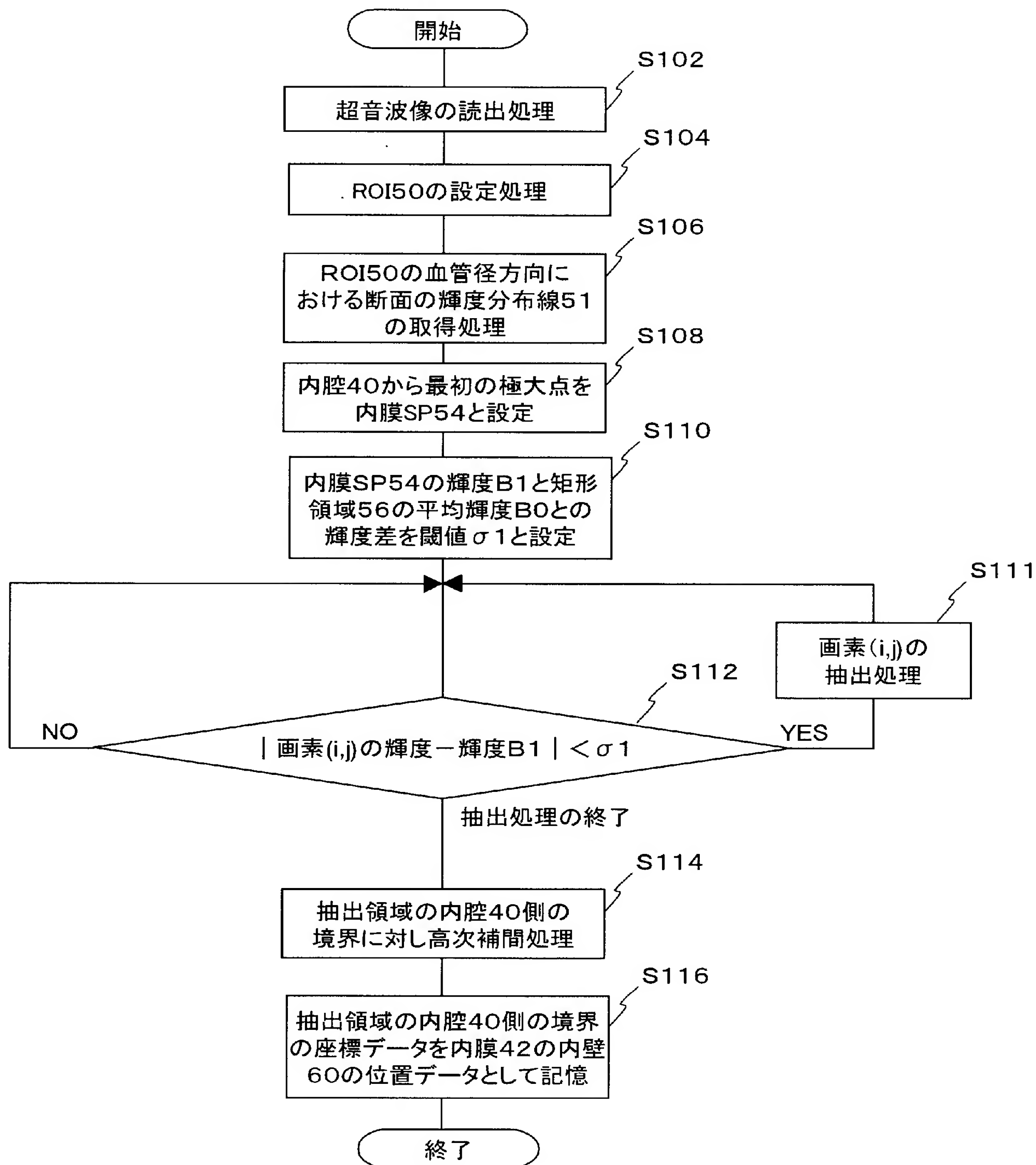
- 1 0 探触子
- 2 0 画像メモリ
- 2 4 制御部
- 2 5 輝度分布取得手段
- 2 6 設定手段
- 2 8 抽出手段

- 3 0 演算手段
- 3 2 操作卓
- 5 4 内膜 S P
- 5 6 矩形領域
- 5 8 抽出領域
- 6 4 外膜 S P
- 6 6 矩形領域
- 6 8 抽出領域
- 8 8 信号処理手段
- 9 3 カラー情報取得手段
- 9 4 検出手段

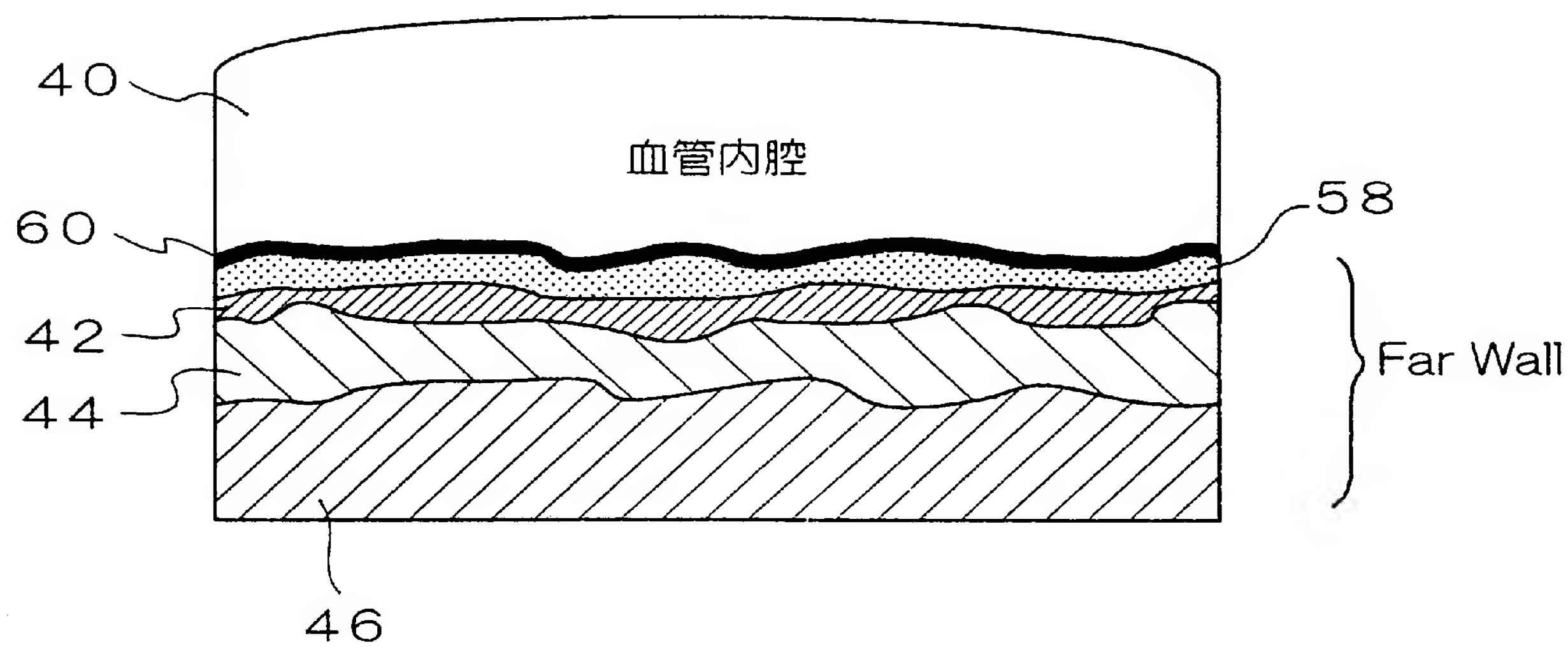
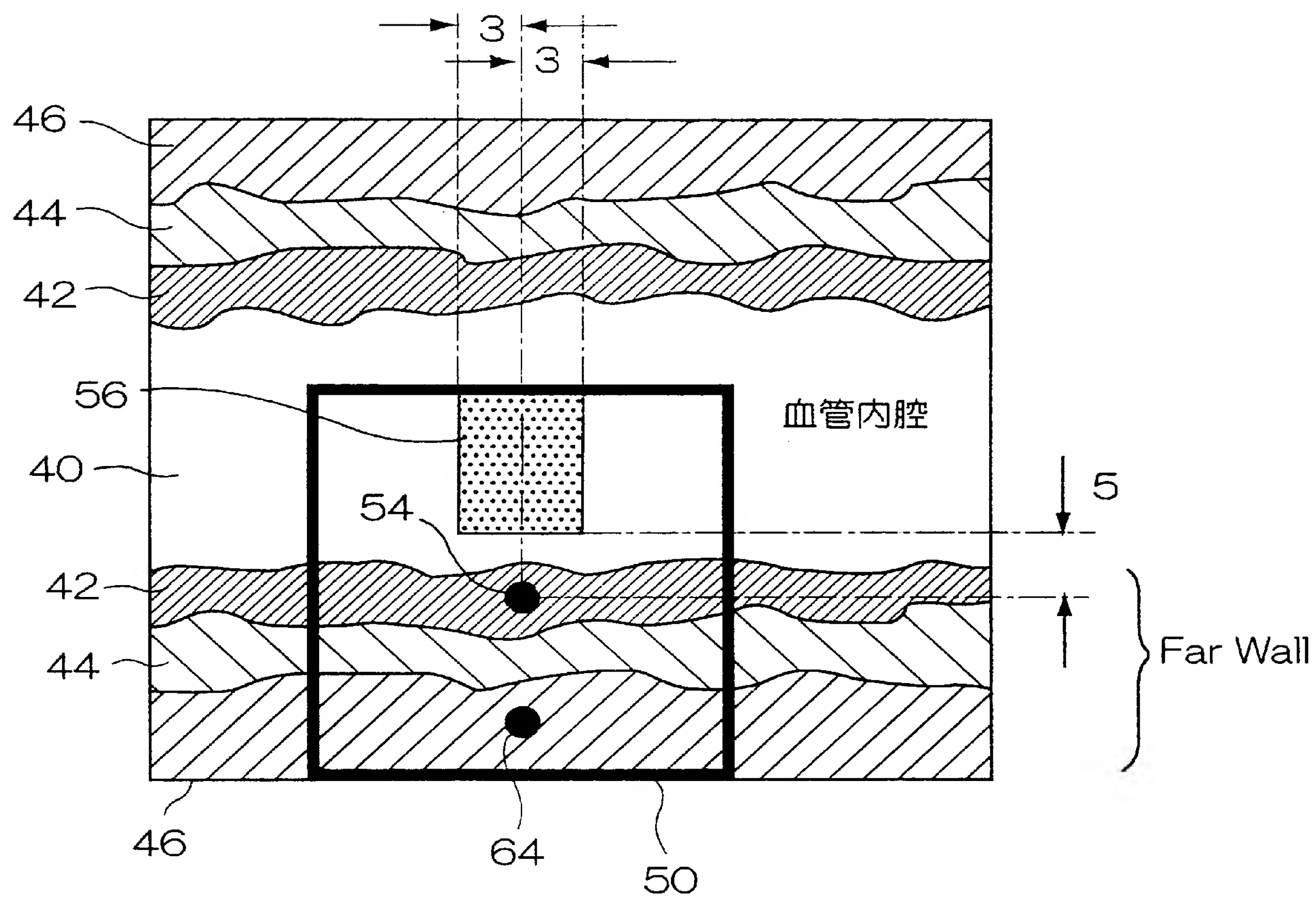




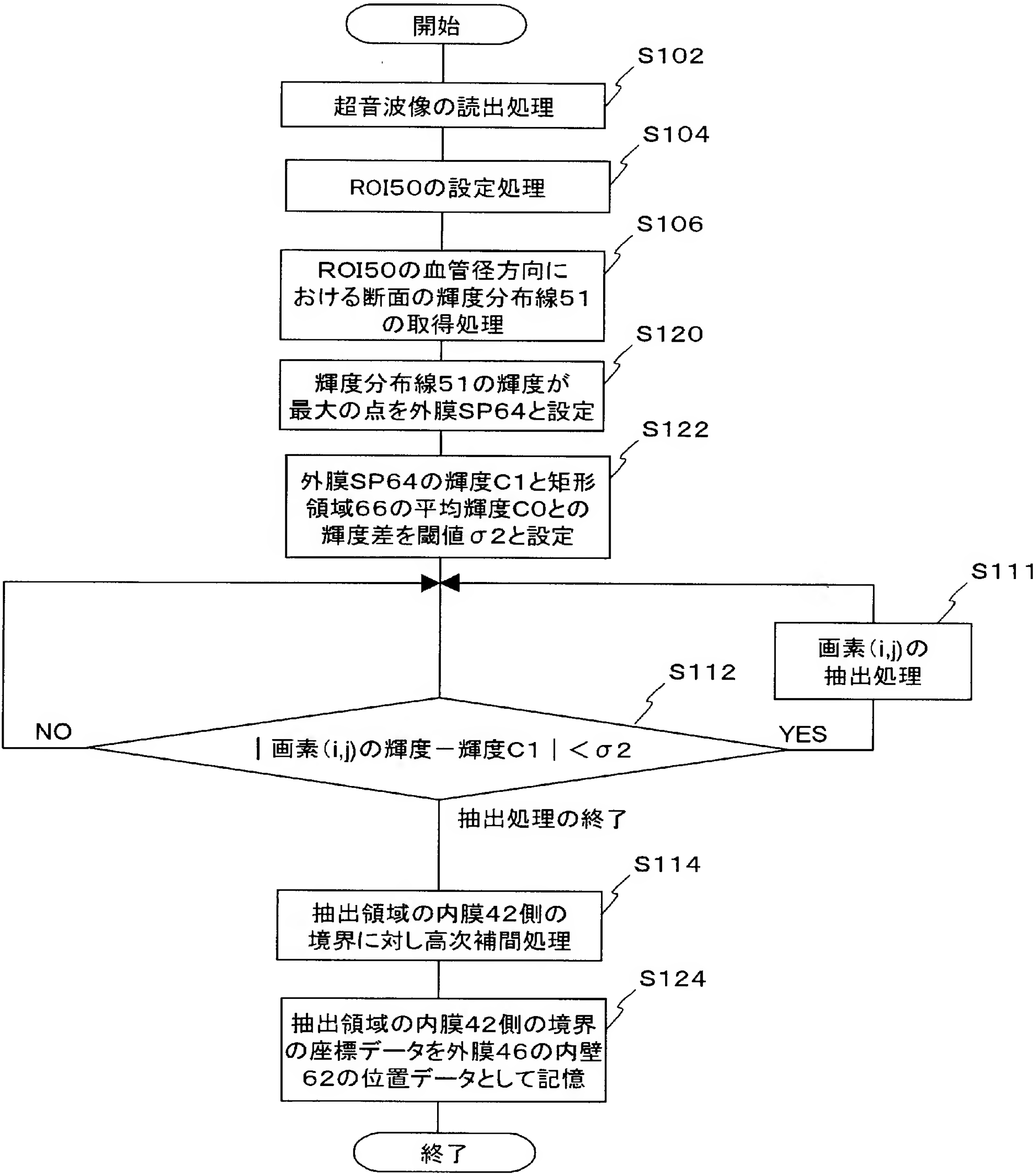
【図 3】



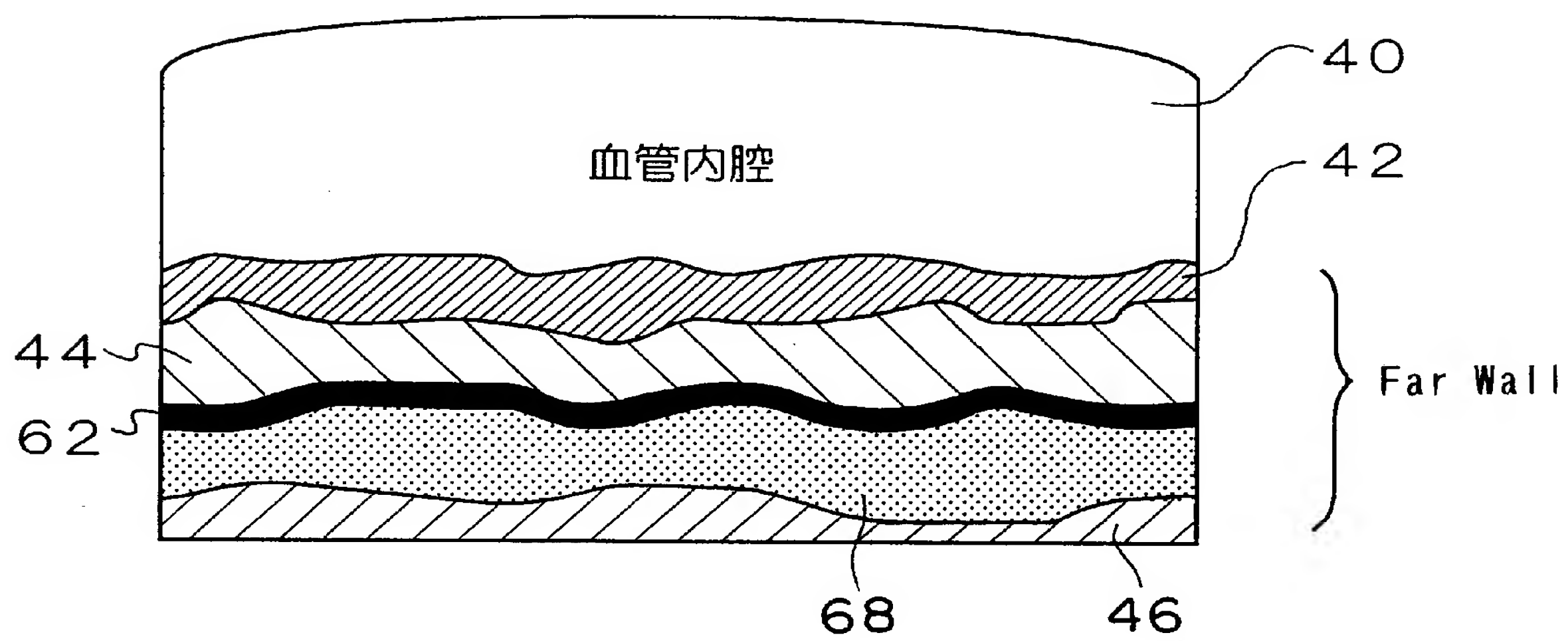
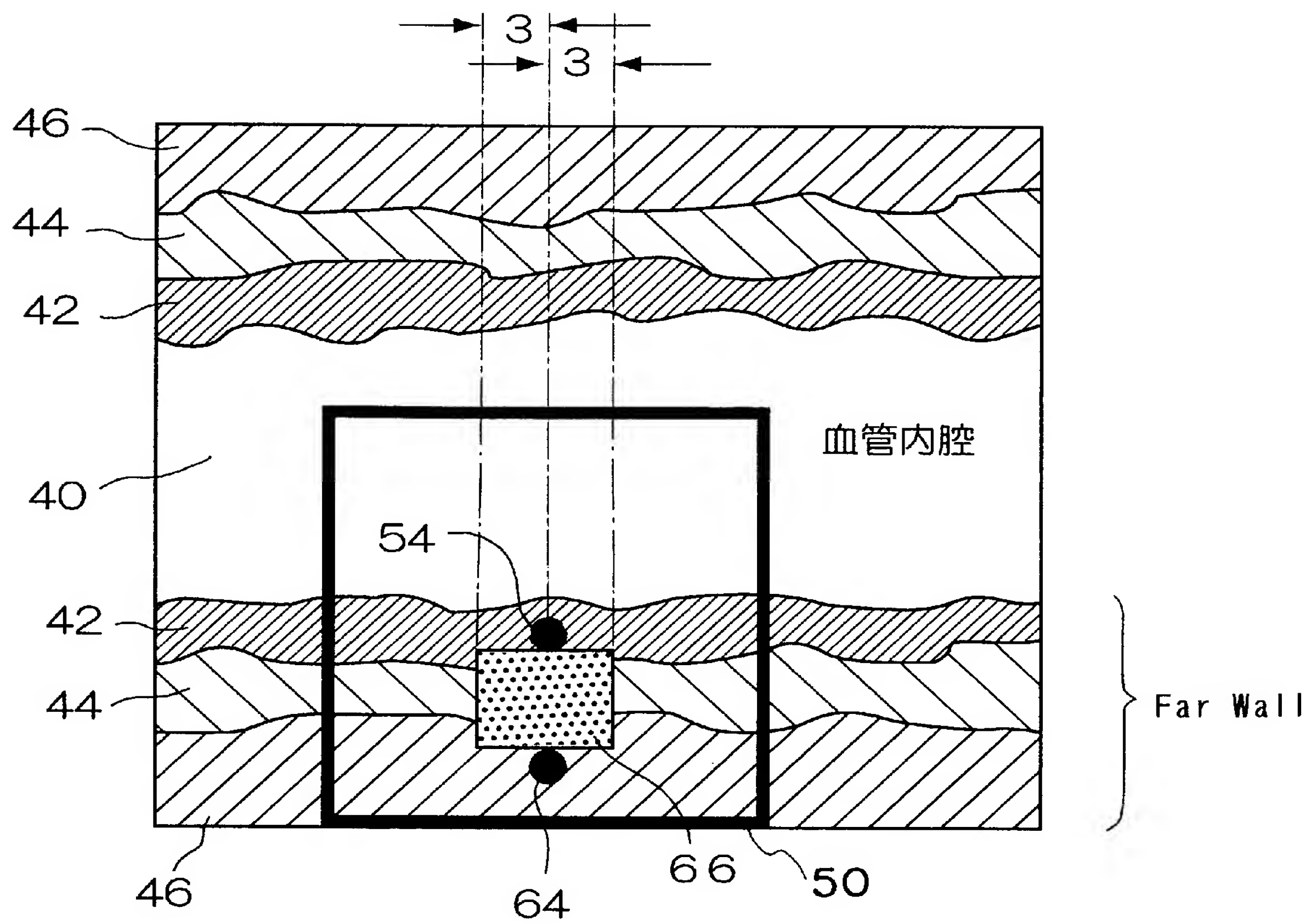
【图4】



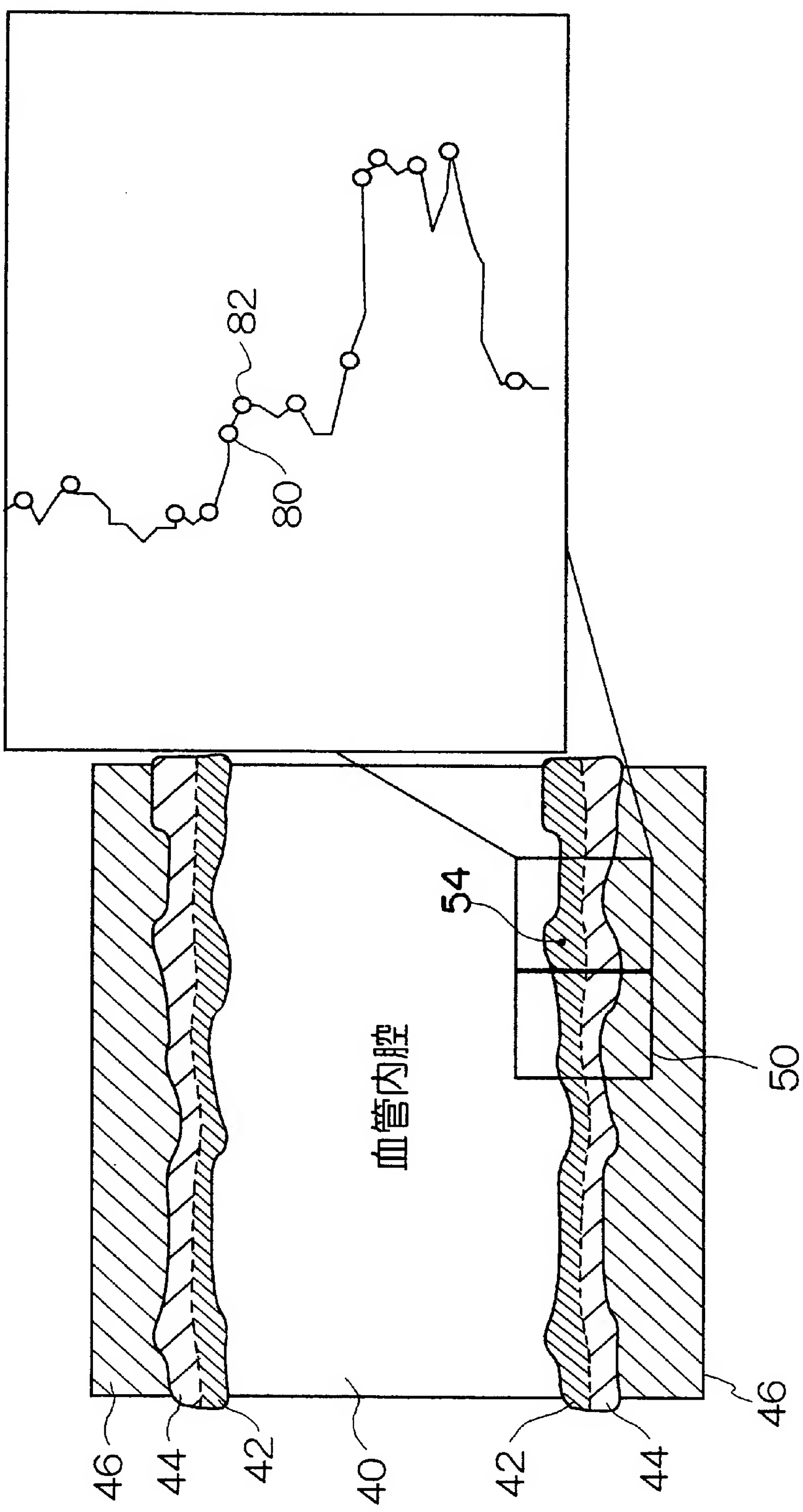
【図 5】

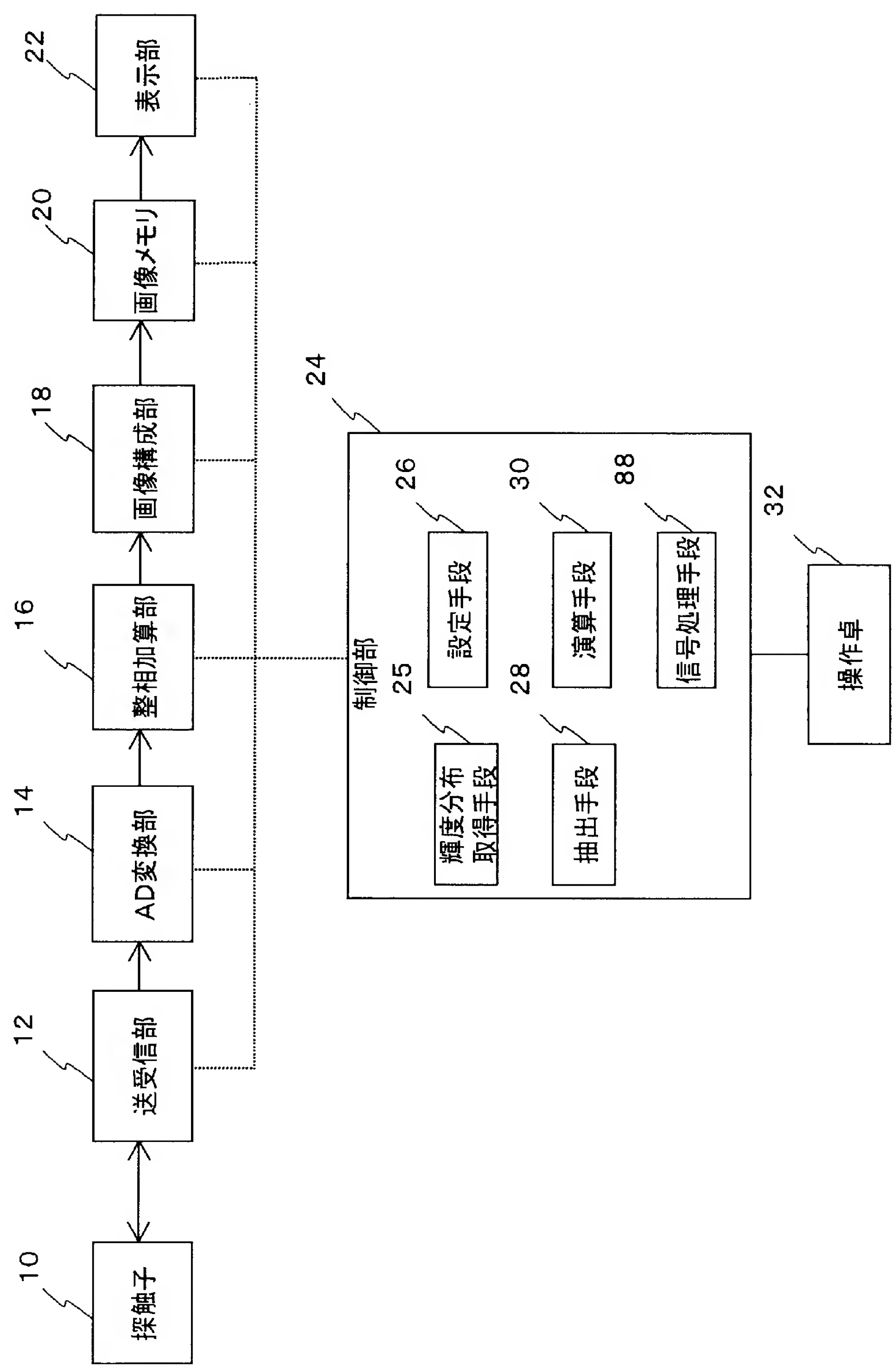


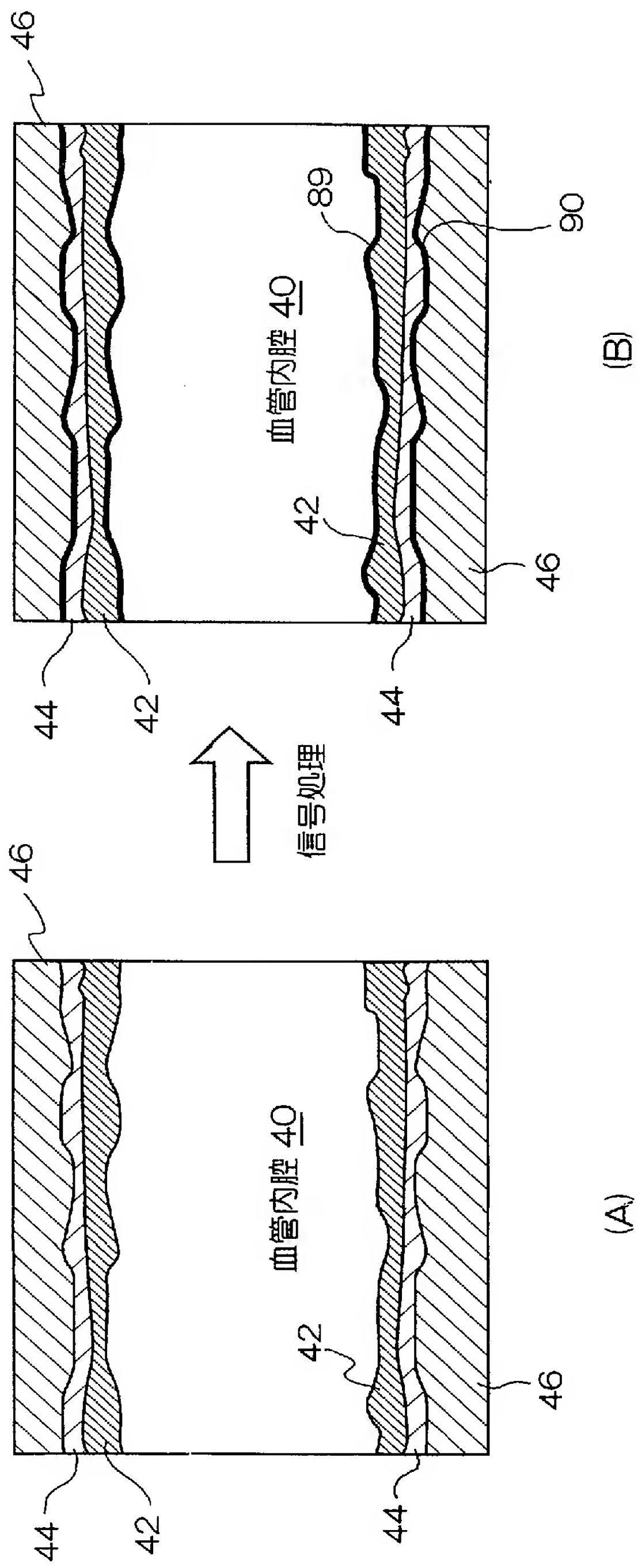
【图 6】

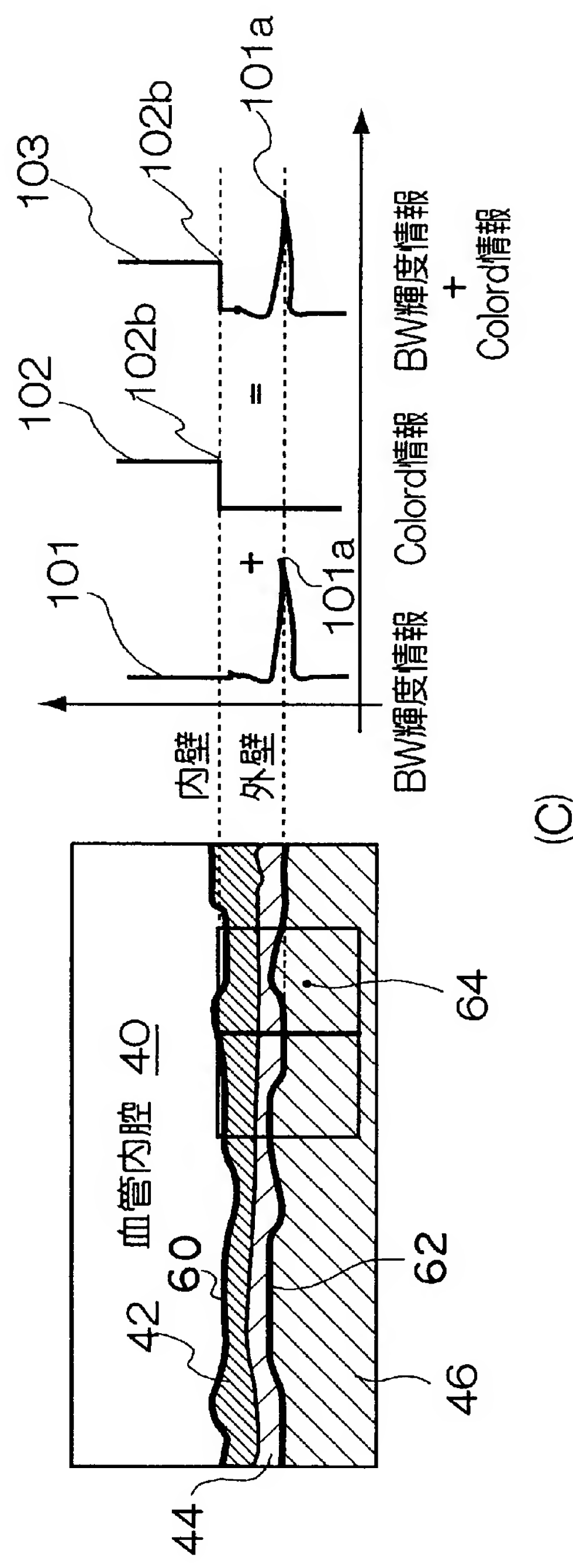
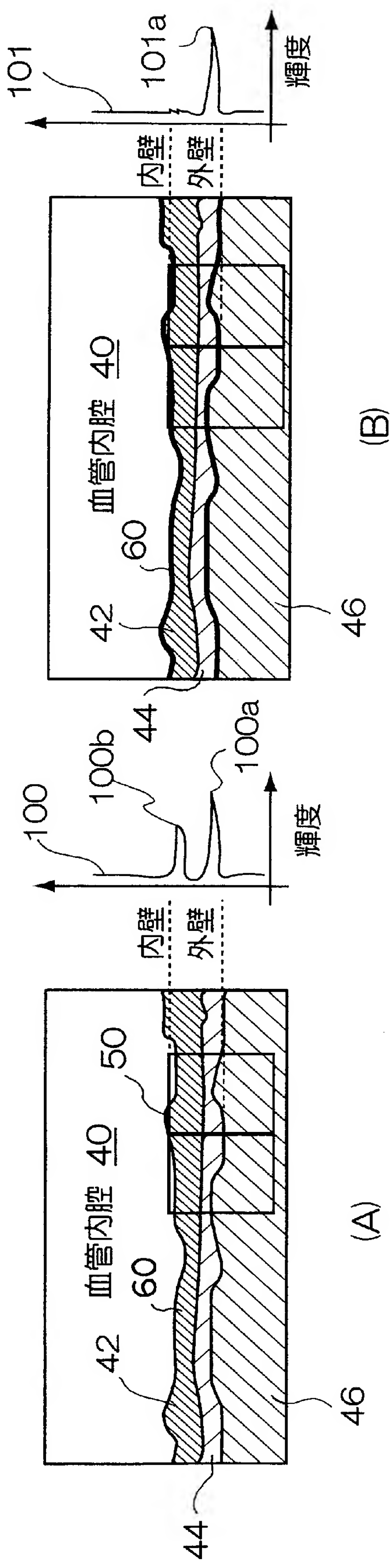


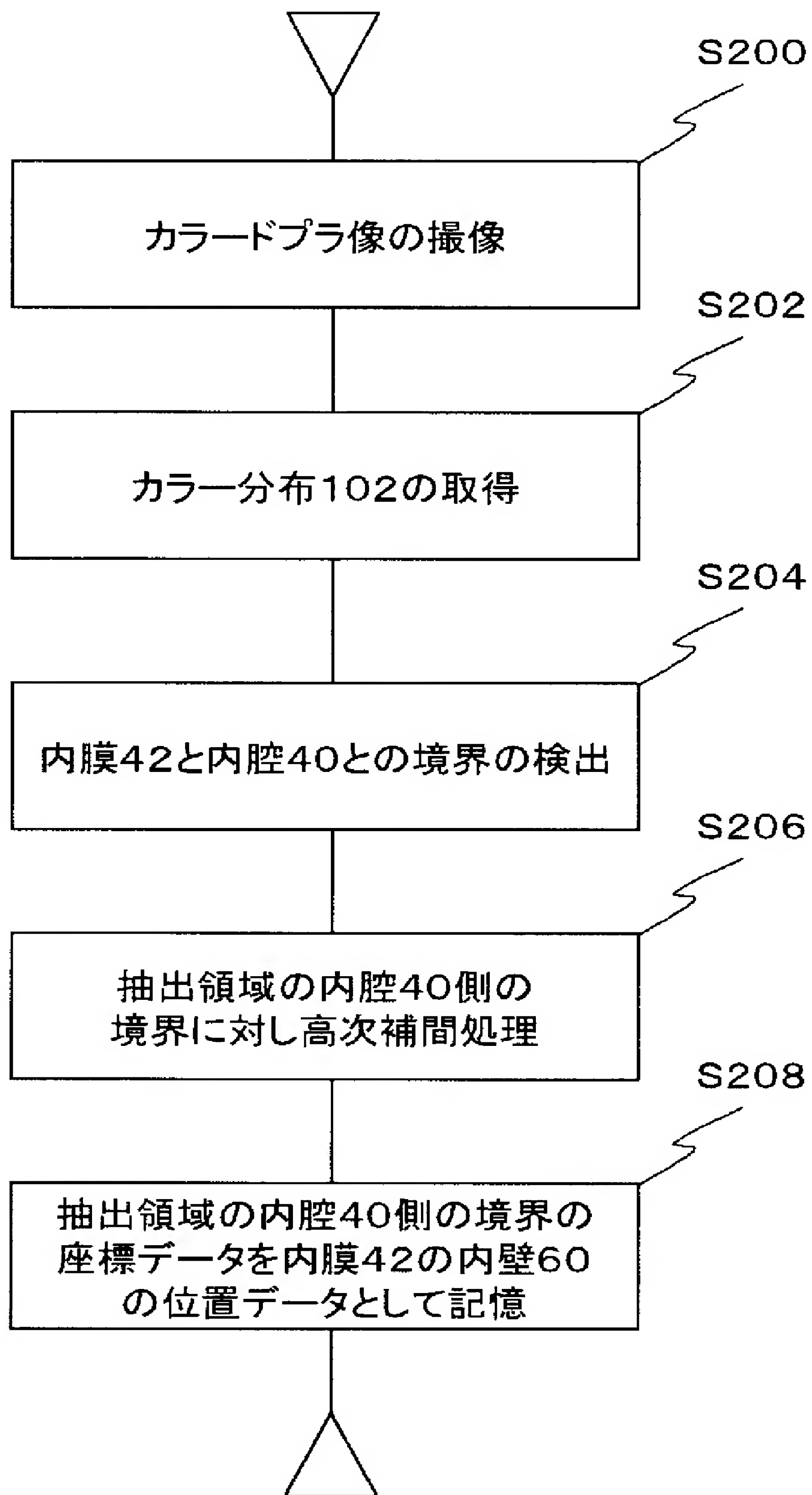
【図 8】











【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 I M T 計測の精度を向上させた超音波診断装置を実現する。

【解決手段】 超音波診断装置は、血管に係る断層像の血管壁の厚み方向の輝度分布線 5 1 を取得する輝度分布取得手段 2 5 と、輝度分布線 5 1 に現れる極大点のうち、内腔 4 0 側の極大点 5 2 を内膜 S P 5 4 とし、最大輝度を有する極大点 6 3 を外膜 S P 6 4 として設定する設定手段 2 6 と、内膜 S P 5 4 又は外膜 S P 6 4 を含む R O I 5 0 内の各画素について輝度が設定範囲に属する画素を抽出する抽出手段 2 8 と、内膜 S P 5 4 に基づき抽出された画素で形成される抽出領域 5 8 の内腔 4 0 側の境界と、外膜 S P 6 4 に基づき抽出された画素で形成される抽出領域 6 8 の内膜 S P 5 4 側の境界との距離を演算する演算手段 3 0 を備える。

【選択図】 図 1

出願人履歴

0 0 0 1 5 3 4 9 8

19900810

新規登録

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号

株式会社日立メディコ